



**PATENT APPLICATION**

**IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

In re application of

Docket No: Q78282

Masaru YARITA

Appln. No.: 10/695,907

Group Art Unit: 2878

Confirmation No.: 5656

Examiner: Not Yet Assigned

Filed: October 30, 2003

For: SIGNAL PROCESSING METHOD, AND PULSE PHOTOMETER USING THE METHOD

**SUBMISSION OF PRIORITY DOCUMENTS**

Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

Sir:

Submitted herewith are three (3) certified copies of the priority documents on which claims to priority was made under 35 U.S.C. § 119. The Examiner is respectfully requested to acknowledge receipt of said priority documents.

Respectfully submitted,

Darryl Mexic  
Registration No. 23,063

SUGHRUE MION, PLLC  
Telephone: (202) 293-7060  
Facsimile: (202) 293-7860

WASHINGTON OFFICE

**23373**

CUSTOMER NUMBER

Enclosures: Japan 2002-318278  
Japan 2002-362261  
Japan 2003-333613

Date: **February 23, 2004**

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 2 年 1 0 月 3 1 日  
Date of Application:

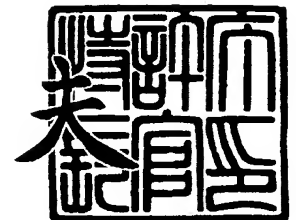
出 願 番 号 特 願 2 0 0 2 - 3 1 8 2 7 8  
Application Number:  
[ST. 10/C]: [ J P 2 0 0 2 - 3 1 8 2 7 8 ]

出 願 人 日本光電工業株式会社  
Applicant(s):

2 0 0 3 年 1 1 月 1 4 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今 井 康



【書類名】 特許願

【整理番号】 52-117

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 A61B 5/145

【発明者】

【住所又は居所】 東京都新宿区西落合 1 丁目 3 1 番 4 号 日本光電工業株式会社内

【氏名】 鎗田 勝

【特許出願人】

【識別番号】 000230962

【氏名又は名称】 日本光電工業株式会社

【代理人】

【識別番号】 100099195

【弁理士】

【氏名又は名称】 宮越 典明

【選任した代理人】

【識別番号】 100116182

【弁理士】

【氏名又は名称】 内藤 照雄

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 030889

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0017289

【包括委任状番号】 0017288

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 パルスフォトメータ

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、  
前記発光部から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光手段より得られた各波長の脈波データを、所定角度に回転させる回転行列を用いて処理した波形を求める波形取得手段と、  
を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 2】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、  
前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光部と、

前記受光部より得られる各波長の脈波データを、所定角度に回転させる回転行列を用いて処理した波形を求める波形取得手段と、

前記波形取得手段より得られた波形の周波数解析により、脈波の基本周波数または脈拍数を求める波形解析手段と、

を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 3】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、  
前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光手段より得られる各波長の脈波データからノイズを除去するために、  
前記脈波データに処理する回転行列の回転角度を決定する回転角度決定手段と、

前記回転角度決定手段により決定された回転角度の回転行列により、前記脈波データを処理して波形を求める波形取得手段と、

を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 4】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、  
前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光手段より得られる各波長の脈波データからノイズを除去するために、

前記脈波データに処理する回転行列の回転角度を決定する回転角度決定手段と、

前記回転角度決定手段により決定された回転角度の回転行列により、前記脈波データを処理して波形を求める波形取得手段と、

この波形取得手段により得られた波形の周波数解析により、脈波の基本周波数または脈拍数を求める波形解析手段と、

を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 5】 前記回転行列の回転角度は、各波長の脈波の大きさをそれぞれ縦軸、横軸とする座標上のグラフを回転させることにより、いずれかの軸方向に射影した領域が最小となる角度であることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のうちいずれか 1 つに記載のパルスフォトメータ。

【請求項 6】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、  
前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光部により得られる各波長の脈波データそれぞれについてノルム値を求め、さらにそのノルム値の比を求めるノルム比計算手段と、

前記ノルム比計算手段により計算されたノルム比に基づいて、血中の吸光物質の濃度を求める血中吸光物質濃度演算手段と、

を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 7】 異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、  
前記発光手段で発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記各波長の脈波データを、所定角度に回転させる回転行列を用いて処理した波形を求める波形取得手段と、

前記波形取得手段により得られた波形の周波数解析により、脈波の基本周波数または脈拍数を求める波形解析手段と、

前記各波長の脈波データのそれぞれについてノルム値を求め、そのノルム値の比を求めるノルム比計算手段と、

前記ノルム比計算手段により計算されたノルム比に基づいて、血中の吸光物質の濃度を求める血中吸光物質濃度演算手段と、

を具備することを特徴とするパルスフォトメータ。

【請求項 8】 前記血中吸光物質濃度演算手段は、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、または注入色素濃度のうち少なくとも 1 つを演算することを特徴とする請求項 6 又は 7 に記載のパルスフォトメータ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、医療の分野において、特に循環器系の診断に用いられるパルスフォトメータにおける血中吸光物質濃度測定、脈拍測定の改良に関する。

【0002】

【従来の技術】

医療に際し、血液に含まれる吸光物質濃度測定として、酸素飽和度  $S p O_2$  の測定、一酸化炭素ヘモグロビンや  $M e t$  ヘモグロビン等の特殊ヘモグロビンの濃度測定、注入色素濃度の測定を目的としたパルスフォトメータが知られている。

酸素飽和度  $S p O_2$  の測定装置を特にパルスオキシメータと呼んでいる。

【0003】

パルスフォトメータの原理は、対象物質への吸光性が異なる複数の波長の光を生体組織に透過させ、その透過光の光量を連続的に測定することで得られる脈波から対象物質の濃度を求めるものである。

本出願人は、特許第 3270917 号（特許文献 1）において、異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射して透過光から得られる 2 つの脈波のそれぞれの大きさを縦軸、横軸としてグラフを描き、その回帰直線を求め、その回帰直線の傾きに基づいて、動脈血中の酸素飽和度ないし吸光物質濃度を求めることを提案している。

この発明により、測定精度を高め、低消費電力化することができた。

しかし、各波長の脈波についての多くのサンプリングデータを用いて回帰直線ないしその傾きを求めるためには、なお多くの計算処理を要していた。

【0004】

**【特許文献 1】**

特許第 3 2 7 0 9 1 7 号 （請求項 1、2、図 2、図 4）

**【0 0 0 5】****【発明が解決しようとする課題】**

本発明の課題（目的）は、計算処理負担を軽減し、体動によるノイズが脈波に生じた場合であっても、対象物質の濃度を精度よく測定することにある。

また、体動によるノイズが脈波に生じた場合であっても、脈波からノイズを除去し、精度よく脈拍を求めることにある。

**【0 0 0 6】****【課題を解決するための手段】**

前記課題を解決するために、本発明に係るパルスフォトメータは、  
異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、  
前記発光部から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光手段より得られた各波長の脈波データを、所定角度に回転させる回転行列を用いて処理した波形を求める波形取得手段と、

を具備することを特徴とする（請求項 1）。

この構成により、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形を容易に取得することができる。

**【0 0 0 7】**

また、本発明に係るパルスフォトメータは、  
異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、  
前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光部と、

前記受光部より得られる各波長の脈波データを、所定角度に回転させる回転行列を用いて処理した波形を求める波形取得手段と、

前記波形取得手段より得られた波形の周波数解析により、脈波の基本周波数または脈拍数を求める波形解析手段と、

を具備することを特徴とする（請求項 2）。

この構成により、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形を取得し、その波形から精度よく脈波の基本周波数または脈拍数を求めることができる。

【0 0 0 8】

また、本発明に係るパルスフォトメータは、  
異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、  
前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光手段より得られる各波長の脈波データからノイズを除去するために、  
前記脈波データに処理する回転行列の回転角度を決定する回転角度決定手段と、

前記回転角度決定手段により決定された回転角度の回転行列により、前記脈波データを処理して波形を求める波形取得手段と、  
を具備することを特徴とする（請求項 3）。

この構成により、脈波データを回転行列を用いてノイズを除去するのに適した回転角度を決定でき、その決定した回転角度の回転行列によって処理することでノイズが低減された波形を取得することができる。

【0 0 0 9】

また、本発明に係るパルスフォトメータは、  
異なる 2 つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、  
前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光手段より得られる各波長の脈波データからノイズを除去するために、  
前記脈波データに処理する回転行列の回転角度を決定する回転角度決定手段と、

前記回転角度決定手段により決定された回転角度の回転行列により、前記脈波データを処理して波形を求める波形取得手段と、

この波形取得手段により得られた波形の周波数解析により、脈波の基本周波数または脈拍数を求める波形解析手段と、

を具備することを特徴とする（請求項 4）。

この構成により、脈波データ回転行列を用いてノイズを除去するのに適した回



転角度を決定でき、その決定した回転角度の回転行列によって処理することでノイズが低減された波形を取得し、その波形から精度よく脈波の基本周波数または脈拍数を求めることができる。

#### 【0010】

また、本発明に係るパルスフォトメータは、

前記回転行列の回転角度は、各波長の脈波の大きさをそれぞれ縦軸、横軸とする座標上のグラフを回転させることにより、いずれかの軸方向に射影した領域が最小となる角度であることを特徴とする（請求項5）。

この構成により、脈波データを回転行列を用いてノイズを最小限に低減することができる。

#### 【0011】

また、本発明に係るパルスフォトメータは、

異なる2つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、

前記発光手段から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記受光部により得られる各波長の脈波データそれぞれについてノルム値を求め、さらにそのノルム値の比を求めるノルム比計算手段と、

前記ノルム比計算手段により計算されたノルム比に基づいて、血中の吸光物質の濃度を求める血中吸光物質濃度演算手段と、

を具備することを特徴とする（請求項6）。

この構成により、各波長の脈波データから得られるノルム比から精度よく血中の吸光物質の濃度を求めることができる。

#### 【0012】

さらに、本発明に係るパルスフォトメータは、

異なる2つの波長の光を生体組織に照射する発光手段と、

前記発光手段で発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段と、

前記各波長の脈波データを、所定角度に回転させる回転行列を用いて処理した波形を求める波形取得手段と、

前記波形取得手段により得られた波形の周波数解析により、脈波の基本周波数または脈拍数を求める波形解析手段と、

前記各波長の脈波データのそれぞれについてノルム値を求め、そのノルム値の比を求めるノルム比計算手段と、

前記ノルム比計算手段により計算されたノルム比に基づいて、血中の吸光物質の濃度を求める血中吸光物質濃度演算手段と、

を具備することを特徴とする（請求項 7）。

#### 【0013】

また、本発明に係るパルスフォトメータの前記血中吸光物質濃度演算手段は、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、または注入色素濃度のうち少なくとも 1 つを演算するようにしても良い。（請求項 8）

この構成により、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減した波形から精度よく脈波の基本周波数または脈拍数を求めると共に、各波長の脈波データから得られるノルム比から精度よく血中の吸光物質の濃度を求めることができる。

#### 【0014】

##### 【発明の実施の形態】

本発明の実施の形態を説明するにあたり、動脈血酸素飽和度を測定するパルスオキシメータを例に挙げて原理を説明する。

なお、本発明の技術は、パルスオキシメータに限られず、特殊ヘモグロビン（一酸化炭素ヘモグロビン、Metヘモグロビンなど）、血中に注入された色素などの血中吸光物質をパルスフォトメトリーの原理を用いて測定する装置（パルスフォトメトリー）に適用できる。

#### 【0015】

動脈血酸素飽和度を測定するパルスオキシメータの構成は、概略構成ブロック図である図 1 のようになっている。

異なる波長の光を発光する発光素子 1、2 は、交互に発光するように駆動回路 3 により駆動される。

発光素子 1、2 に採用する光はそれぞれ動脈血酸素飽和度による影響が少ない

赤外光（例えば 940 [nm]）、動脈血酸素飽和度の変化に対する感度が高い赤色光（例えば 660 [nm]）がよい。

#### 【0016】

これらの発光素子 1、2 からの発光は生体組織 4 を透過してフォトダイオード 5 で受光して電気信号に変換される。

なお、反射光を受光するようにしてもよい。

そして、これらの変換された信号は増幅器 6 で増幅され、マルチプレクサ 7 によりそれぞれの光波長に対応したフィルタ 8-1、8-2 に振り分けられる。

各フィルタに振り分けられた信号はフィルタ 8-1、8-2 によりフィルタリングされてノイズ成分が低減され、A/D 変換器 9 によりデジタル化される。

#### 【0017】

デジタル化された赤外光、赤色光に対応する各信号列が、それぞれの脈波を形成している。

デジタル化された各信号列は処理部 10 に入力され、ROM 12 に格納されているプログラムにより処理され、酸素飽和度  $S p O_2$  が測定され、その値が表示部 11 に表示される。

#### 【0018】

＜回転行列によるノイズ低減と脈波の基本周波数の演算＞

次に、A/D 変換器 9 によってデジタル化した各波長の 2 つの脈波を回転行列を用いてノイズを低減する演算処理について説明する。

図 2 は、8 秒間測定された赤外光と赤色光の体動によるノイズが重畳した脈波である。

横軸は時間、縦軸は脈波の振幅を表している。

なお、横軸は便宜上、得られた振幅の平均値をゼロとしている。

ただし、平均値をゼロとする処理を行わなくとも演算は可能である。

#### 【0019】

図 2 に示した脈波のデータを用いて、測定された時刻が同じデータを基に、赤外光脈波の振幅を横軸に赤色光脈波の振幅を縦軸にとったグラフを図 3 に示す。

なお、赤外光と赤色光とは交互に発光されるため厳密には同時に発光されるも

のではないが、隣り合う得られた赤外光受光値と赤色光受光値を同時刻に得られたものとして扱い、図 3 のグラフを作成している。

図 3 のグラフに見られる推移は 4 5 度になっていないが、その理由は、赤外光脈波の振幅と赤色光脈波の振幅とに差があるため、およびノイズが重畳しているためである。

【 0 0 2 0 】

そこで、脈波データに回転行列を用いて回転演算を施すこととする。

赤外光脈波振幅のデータ列を、

【 0 0 2 1 】

【数 1】

$$IR = \{ IR(t_i) : t_i = 0, 1, 2, 3, \dots \} \quad (1)$$

【 0 0 2 2 】

赤色光脈波振幅のデータ列を、

【 0 0 2 3 】

【数 2】

$$R = \{ R(t_i) : t_i = 0, 1, 2, 3, \dots \} \quad (2)$$

【 0 0 2 4 】

とする。

同じ時刻  $t_i$  に得られた赤外光脈波振幅と赤色光脈波振幅とのデータを次のように行列で定義する。すなわち、

【 0 0 2 5 】

【数 3】

$$S = \begin{pmatrix} IR(t_i) \\ R(t_i) \end{pmatrix} \quad (3)$$

【0 0 2 6】

また、 $\theta$  [rad]回転させる回転行列をAとすると、Aは次のように表すことができる。

【0 0 2 7】

【数4】

$$A = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (4-1)$$

【0 0 2 8】

そうすると、SをAにより $\theta$  [rad]回転させることにより次のXが得られる。

【0 0 2 9】

【数5】

$$X \equiv \begin{pmatrix} X1(t i) \\ X2(t i) \end{pmatrix} = A \cdot S$$

$$= \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} IR(t i) \\ R(t i) \end{pmatrix} \quad (5)$$

【0 0 3 0】

なお、回転行列Aは、上記のほか、

【0 0 3 1】

【数 6】

$$A' = \begin{pmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \quad (4-2)$$

【0032】

を用いてもよい。

ここで、 $\theta$  を  $0 \sim 9\pi/30$  [rad] まで  $\pi/30$  [rad] ずつ脈波振幅データ  $S$  を回転させて得られるグラフを図 4 に示す。

図 4 からわかるように、横軸ゼロ、縦軸ゼロの点（赤色光脈波振幅と赤外光脈波振幅との両方が平均である点）を中心として回転されており、 $\theta$  が  $9\pi/30$  [rad] のときに、横軸(X1)へ射影した領域が最小になり、縦軸(X2)へ射影した領域が最大となっている。

$\theta$  を  $9\pi/30$  [rad] よりさらに  $\pi/2$  [rad] 回転させ  $24\pi/30$  [rad] (=  $12\pi/15$  [rad]) 回転させた場合には横軸(X1)へ射影した領域が最大になり、縦軸(X2)へ射影した領域が最小となることは明らかである。

【0033】

次に、 $\theta$  を  $9\pi/30$  [rad]、 $24\pi/30$  [rad] としたときの回転行列  $A$  により、測定された脈波データ  $S$  が処理されて  $X$  となった結果、どのような波形となるかを説明する。

図 5 は、図 2 に示した脈波データ  $S$  を、 $\theta$  を  $9\pi/30$  [rad] として回転行列  $A$  により処理した  $X$  の波形を示す。

横軸へ射影した領域が最小になった  $X1(t_i)$  は、

【0034】

【数 7】

$$X1(t_i) [\theta=9\pi/30] = \cos \theta \cdot IR(t_i) - \sin \theta \cdot R(t_i) \quad (6)$$

【0035】

一方、横軸へ射影した領域が最大になった $X2(t_i)$ は、

【0 0 3 6】

【数 8】

$$X2(t_i)[\theta=9\pi/30] = \sin \theta \text{IR}(t_i) + \cos \theta \text{R}(t_i) \quad (7)$$

【0 0 3 7】

により演算される。

図 5 の $X1$ の波形からはノイズが除去されたことがわかる。

なお、脈波データ $S$ を、 $\theta$ を $24\pi/30$  [rad]として回転行列 $A$ により処理した場合には、 $X2$ の波形がノイズが除去された波形となる。

横軸へ射影した領域が最大になる $X1(t_i)$ は、

【0 0 3 8】

【数 9】

$$X1(t_i)[\theta=24\pi/30] = \cos \theta \text{IR}(t_i) - \sin \theta \text{R}(t_i) \quad (8)$$

【0 0 3 9】

一方、横軸へ射影した領域が最小になる $X2(t_i)$ は、

【0 0 4 0】

【数 1 0】

$$X2(t_i)[\theta=24\pi/30] = \sin \theta \text{IR}(t_i) + \cos \theta \text{R}(t_i) \quad (9)$$

【0 0 4 1】

により演算される。

このように横軸へ射影した領域が最小になるように回転角 $\theta$ を設定して、脈波データ $S$ を処理すれば、ノイズが抑制された波形を得ることができる。

【0 0 4 2】

次に、脈波の基本周波数の演算について説明する。

ノイズが低減される前の図 2 に示した脈波と、回転行列を用いてノイズが低減された波形を周波数解析して得られたスペクトルをそれぞれ図 6 に示す。

横軸は周波数、縦軸はスペクトルである。

ノイズが低減される前の脈波(Before-rotation)のスペクトルは、ノイズの周波数帯域  $f_n$  のスペクトルが強くでており、脈波の基本周波数  $f_s$  のスペクトルはほとんど現れていない。

一方、回転行列を用いてノイズが低減された波形(After-rotation)を周波数解析して得られたスペクトルでは、脈波の基本周波数  $f_s$  のスペクトルがノイズの周波数帯域  $f_n$  のスペクトルと区別できるほど強く現れていることがわかり、脈波の基本周波数  $f_s$  を求めることができる。

そして、脈波の基本周波数  $f_s$  [Hz] が求まれば、脈拍数  $f_s \times 60$  [回/min] を容易に求めることができる。

#### 【0043】

このように、所定角度の回転行列を用いることにより、ノイズが低減された脈波を得ることができ、脈波の基本周波数ないし脈拍数を求めることができる。

ここで、所定角度は、予め決められたものでもよく、測定期間中アダプティブに変化させてもよい。

#### 【0044】

##### <酸素飽和度の演算>

図3は、上述のように赤色光脈波の振幅を横軸に赤外光脈波の振幅を縦軸にとったグラフであるが、このグラフの傾きをノルム比を用いて求める。

まず、赤色光脈波の振幅のデータのL2ノルムを求める。

赤外光脈波振幅のデータ列は  $IR = [IR(t_i) : t_i = 0, 1, 2, 3, \dots]$  (1) であるから、L2ノルムは次の式で表すことができる。

#### 【0045】

##### 【数11】

$$\| IR \| = \sqrt{(\sum (IR(t_i))^2)} \quad (10)$$

#### 【0046】

次に、赤色光脈波の振幅のデータのL2ノルムを求める。

赤色光脈波振幅のデータ列は  $R = [R(t_i) : t_i = 0, 1, 2, 3, \dots]$  (2



)であるから、L2 ノルムは次の式で表すことができる。

【0 0 4 7】

【数 1 2】

$$\| R \| = \sqrt{(\sum (R(t_i))^2)} \quad (1 1)$$

【0 0 4 8】

そこで、

【0 0 4 9】

【数 1 3】

$$\Phi = \| R \| / \| R \| \quad (1 2)$$

【0 0 5 0】

とすれば $\Phi$ は、酸素飽和度 $SpO_2$ と相関するので、その相関を表す関数を  $f$  とすれば、

【0 0 5 1】

【数 1 4】

$$SpO_2 = f(\Phi) \quad (1 3)$$

【0 0 5 2】

と表され、酸素飽和度 $SpO_2$ を求めることができる。

なお、ノルム比を傾きとした直線を図3に示す。

ノルムとは、数学的概念の1つで、ユークリッドノルム (Euclidean-norm) 又は2乗ノルムは、 $n$ 個の要素を持つベクトルの大きさをスカラ量に写像するものである。

このように、所定期間の赤色光脈波の振幅のL2 ノルム値 (2乗ノルム) と赤外光脈波の振幅のL2 ノルム値の比に基づいて、酸素飽和度 $SpO_2$ を求めることができる。ここで、所定期間は逐次得られる現在の脈波から過去にさかのぼって所定期間分の赤色光脈波の振幅のデータ、赤外光脈波の振幅のデータを用いるとよい。

また、ノルム値として、L2ノルムを用いたが、他の演算方法によるノルム値を用いてもよい。

#### 【0053】

##### 【第1の実施例】

次に、上記原理を用いた装置を、概略構成ブロック図と処理フローにより説明する。

概略構成ブロック図は先に説明した図1と同じである。

発光素子1、2から、交互に発光するように駆動回路3により駆動されることにより、異なる波長の光が発光される。

これらの発光素子1、2からの発光は生体組織4を透過して受光部（フォトダイオード）5で受光され、電気信号に変換される。

そして、これらの変換された信号は増幅器6で増幅され、マルチプレクサ7によりそれぞれの光波長に対応したフィルタ8-1、8-2に振り分けられる。

各フィルターに振り分けられた信号はフィルタ8-1、8-2によりフィルタリングされてノイズ成分が低減され、A/D変換器9によりデジタル化される。

デジタル化された赤外光、赤色光に対応する各信号列が、それぞれの脈波を形成している。

デジタル化された各信号列は処理部10に入力され、ROM12に格納されているプログラムにより処理され、脈拍数PR、酸素飽和度SpO<sub>2</sub>が演算され、その値が表示部11に表示される。

#### 【0054】

次に、脈拍数PR、酸素飽和度SpO<sub>2</sub>を演算する処理フローを図7を用いて説明する。

測定が開始される（ステップS1）と、上記のように赤色光脈波、赤外光脈波が検出され（ステップS2）、デジタル化された各信号列（各脈波データ）が処理部10に取り込まれる。

処理部10では、ROM12に格納されているプログラムにより、処理過程のデータをRAM13に読み書きしながら、各脈波データを次のように処理する。

#### 【0055】

先ず、赤外光脈波、赤色光脈波それぞれの脈波振幅を脈波ごとに求める。(ステップS3)

次に、脈拍数PRを求める処理(ステップS4～S6)と酸素飽和度 $S_{pO_2}$ を求める処理(ステップS7～S9)が同時に行われる。

#### 【0056】

脈拍数PRを求める処理(ステップS4～S6)では、

予め回転角が設定された回転行列Aにより、赤外光脈波振幅と赤色光脈波振幅とのデータSから、式5よりノイズが低減された波形を得る。(ステップS4)

設定する回転角は、図3に示すような赤外光脈波の振幅を横軸に赤色光脈波の振幅を縦軸にとったグラフを回転すると図4に示すように軸方向へ射影した領域が最小となるような角度である。

回転角度は例えば、 $9\pi/30$  [rad]あるいは $24\pi/30$  [rad]がよい。

ノイズが低減された波形は、射影領域が最小となる軸成分のデータより得ることができる。

そして、ノイズが低減された波形を図6に示すように周波数解析を行い、脈波の基本周波数を求める。(ステップS5)

そして、その基本周波数から脈拍数 $f_s$ を $f_s \times 60$  [回/min]から求め、表示部11に表示する。

#### 【0057】

酸素飽和度 $S_{pO_2}$ を求める処理(ステップS7～S9)では、

所定期間分の赤外光脈波振幅と赤色光脈波振幅とからそれぞれのL2ノルム値を式10、式11から求め、さらにそれぞれのL2ノルム値の比を式12から求める。(ステップS7)

次に、そのL2ノルム比を $\Phi$ として、式12より酸素飽和度 $S_{pO_2}$ を求め(ステップS8)、表示部11に表示する。(ステップS9)

#### 【0058】

測定を継続するときはステップS2に戻り処理を繰り返し、測定を計測しない場合は測定を終了する。(ステップS11)

#### 【0059】

**【第 2 の実施例】**

次に、別の第 2 の実施例を図 8 を用いて説明する。

第 2 の実施例が第 1 の実施例と相違する点はステップ S 4 において、回転角は予め定められたものではなく、得られるデータから回転角を求める点であり、図 8 に示すようにステップ S 4-1 とステップ S 4-2 に分けて処理する。

他のステップは第 1 の実施例と同様なので、説明は省略する。

**【0060】**

脈拍数 P R を求める処理（ステップ S 4-1 ～ S 6）では、

先ず、所定期間分の赤外光脈波振幅と赤色光脈波振幅とのデータを用い、図 3 に示すようなグラフを描く。

そして、いかなる回転角度であれば軸方向へ射影した領域が最小になるかを求める。（ステップ S 4-1）

次に、求められた回転角度による回転行列により、各波長の脈波振幅のデータを処理し、射影領域が最小となる軸の成分のデータからノイズが低減された波形を得る。（ステップ S 4-2）。

このように、第 2 の実施例の特徴は、回転行列の回転角度が、固定化された角度ではなく、検出される脈波に応じて適時変更されるアダプティブ性を有する点にある。

**【0061】**

以上は、動脈血酸素飽和度を測定するパルスオキシメータを例に挙げて説明したが、本発明の技術はパルスオキシメータに限られず、特殊ヘモグロビン（一酸化炭素ヘモグロビン、Metヘモグロビンなど）、血中に注入された色素などの血中吸光物質をパルスフォトメトリーの原理を用いて測定する装置（パルスフォトメトリー）にも光源の波長を選択することで適用できる。

また、本発明における脈波振幅は、脈拍ごとに発生する脈波の最大波高値であってもよく、あるいは脈波を形成するサンプリングデータそのものであってもよい。

脈波を形成するサンプリングデータそのものを用いる場合、データ数は多くなるが、最大波高値を求める必要がない。

**【0062】****【発明の効果】**

以上詳記したように、請求項1に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形を取得することができる。

**【0063】**

請求項2に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形を取得し、その波形から精度よく脈波の基本周波数または脈拍数を求めることができる。

**【0064】**

請求項3に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いてノイズを除去するのに適した回転角度を決定でき、その決定した回転角度の回転行列によって処理することでノイズが低減された波形を取得することができる。

**【0065】**

請求項4に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いてノイズを除去するのに適した回転角度を決定でき、その決定した回転角度の回転行列によって処理することでノイズが低減された波形を取得し、その波形から精度よく脈波の基本周波数または脈拍数を求めることができる。

**【0066】**

請求項5に記載のパルスフォトメータによれば、回転行列の回転角の決定を容易に決定できる。

**【0067】**

請求項6に記載のパルスフォトメータによれば、各波長の脈波データから得られるノルム比から精度よく血中の吸光物質の濃度を求めることができる。

**【0068】**

請求項7に記載のパルスフォトメータによれば、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、または注入色素濃度のうち少なくとも1つを演算することができる。

## 【 0 0 6 9 】

請求項 8 に記載のパルスフォトメータによれば、脈波データを回転行列を用いて処理することでノイズが低減された波形による精度の良い脈波の基本周波数または脈拍数の取得と、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、または注入色素濃度のうち少なくとも 1 つの演算とが同一の装置でほぼ同時に処理して出力することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【図 1】

本発明の概略構成を示すブロック図である。

## 【図 2】

検出された脈波を示す図である。

## 【図 3】

赤色光脈波の振幅を横軸に、赤外光脈波の振幅を縦軸にとったグラフである。

## 【図 4】

図 3 のグラフを  $\pi / 30$  [rad] ずつ回転させた図である。

## 【図 5】

回転角度  $9 \pi / 30$  [rad] の回転行列により処理された脈波の波形を示す図である。

## 【図 6】

図 5 に示す X1 の波形のスペクトルを示す図である。

## 【図 7】

第 1 の実施例における処理フローを示すフローチャートである。

## 【図 8】

第 2 の実施例における処理フローを示すフローチャートである。

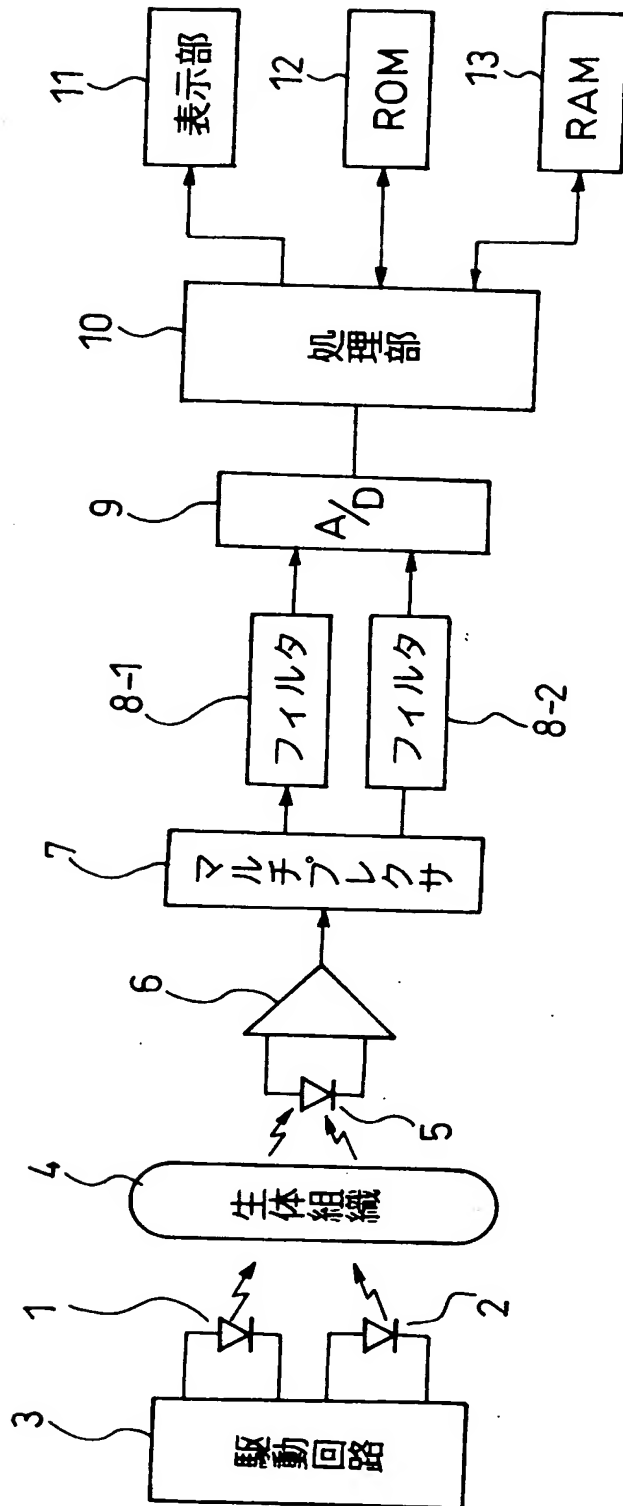
## 【符号の説明】

- 1 発光素子
- 2 発光素子

- 3 駆動回路
- 4 生体組織
- 5 フォトダイオード
- 6 変換器
- 7 マルチプレクサ
- 8 フィルタ
- 9 A / D 変換器
- 1 0 処理部
- 1 1 表示部
- 1 2 R O M
- 1 3 R A M

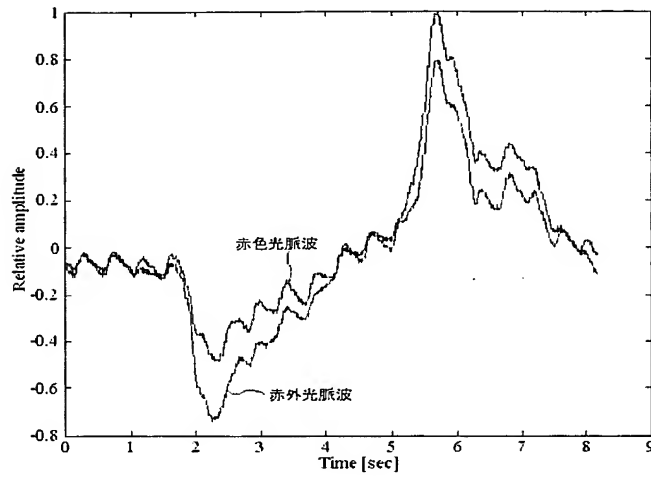
【書類名】 図面

【図 1】

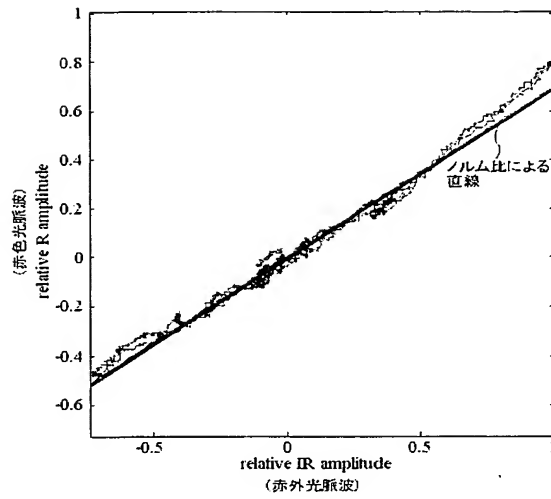




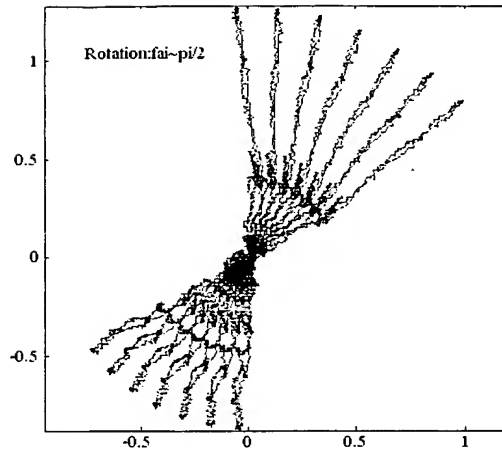
【図 2】



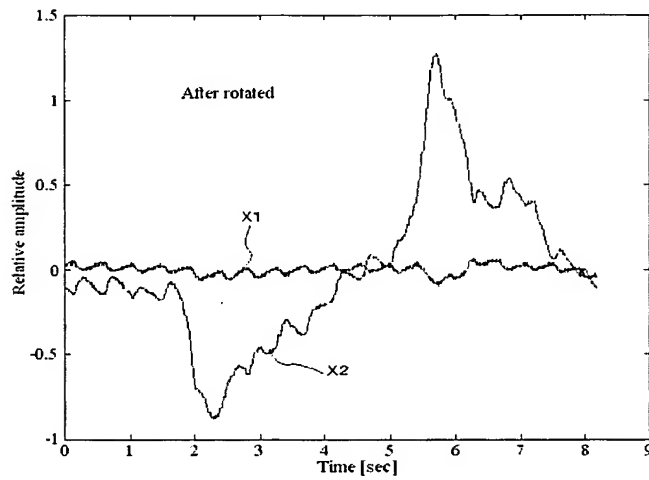
【図 3】



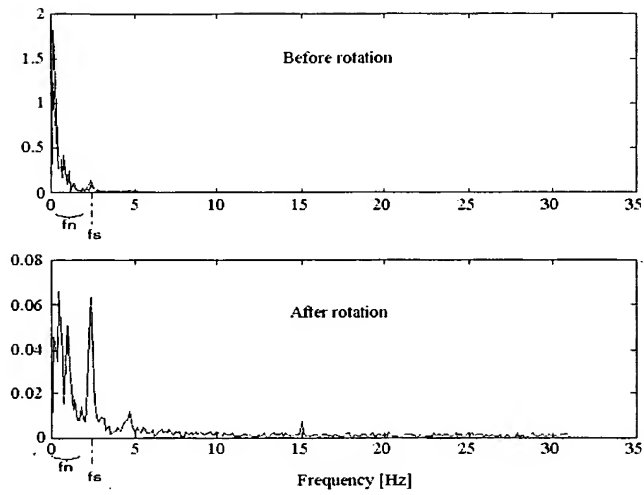
【図 4】



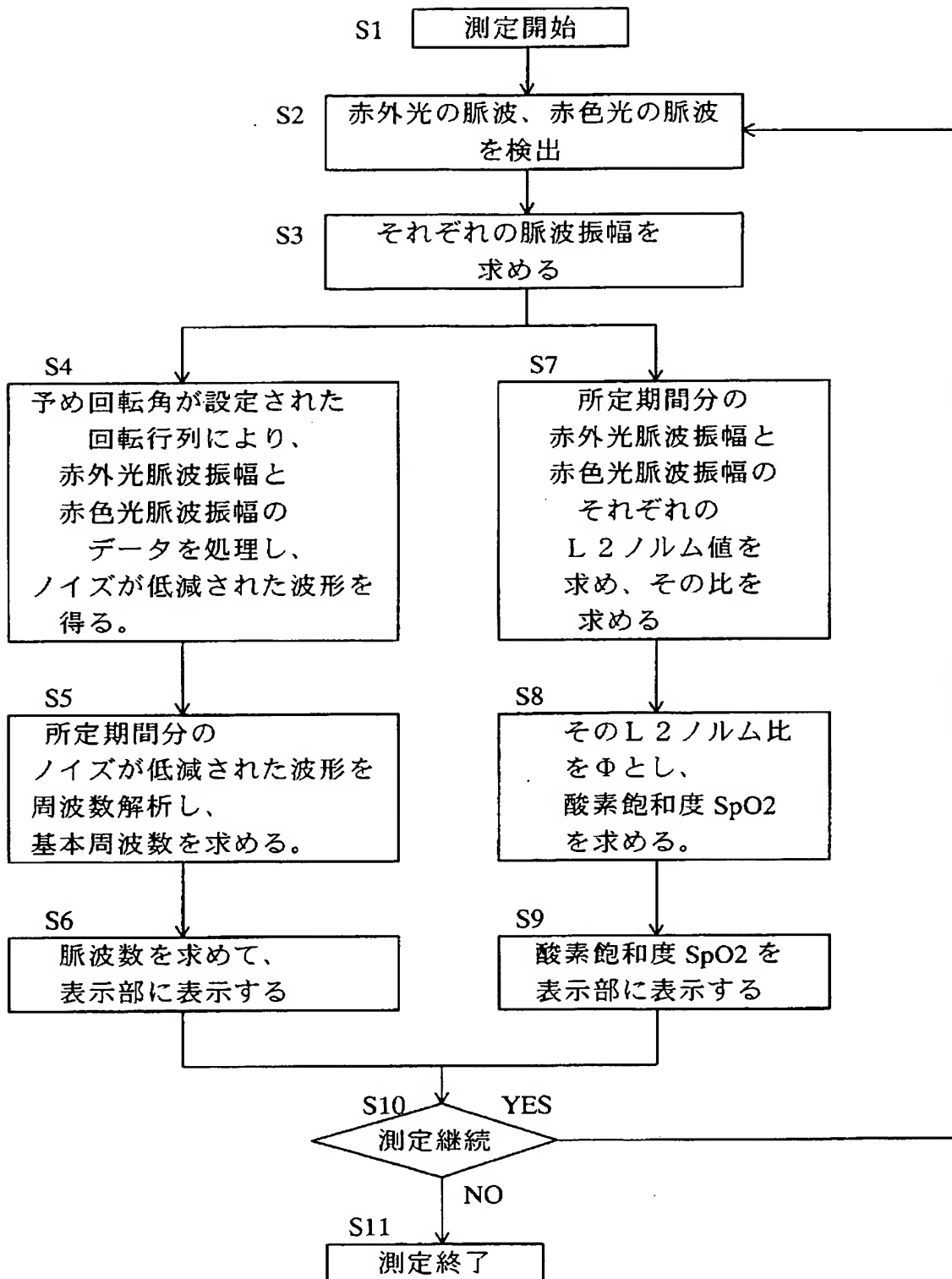
【図 5】



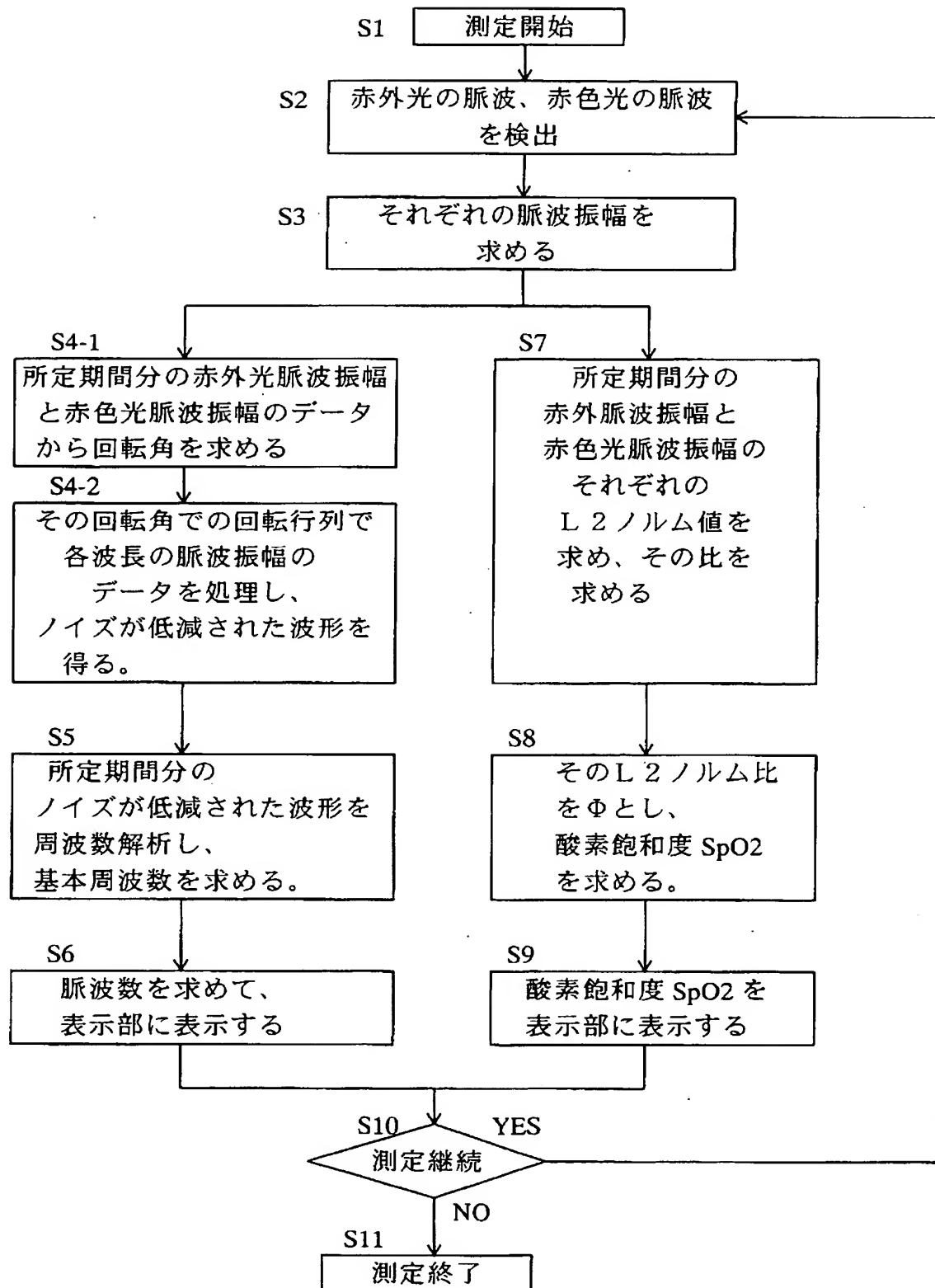
【図 6】



【図 7】



【図 8】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 パルスフォトメータにおいて、より処理負担を軽減し、体動によるノイズが脈波に生じた場合であっても、対象物質の濃度を精度よく測定する。また、体動によるノイズが脈波に生じた場合であっても、脈波からノイズを除去し、精度よく脈拍を求める。

【解決手段】 パルスフォトメータには、異なる 2 つの波長の光を生体組織（4）に交互に照射する発光手段（1、2、3）と、この発光部から発生し前記生体組織を透過または反射した各波長の光を電気信号に変換する受光手段（5）と、この受光部により得られる各波長の脈波データを処理する処理部（10）を具備している。処理部（10）では、各波長の脈波データを処理する回転行列の回転角度を決定し、その回転角度の回転行列により、脈波データを処理してノイズを低減した波形を取得する。さらに得られた波形を周波数解析することにより、脈波の基本周波数または脈拍数を求める。また、各波長の脈波データそれぞれについてノルム値を求め、さらにそのノルム値の比を求め、そのノルム比に基づいて、血中の吸光物質の濃度を求める。血中吸光物質濃度として、動脈血中の酸素飽和度、特殊ヘモグロビン濃度、あるいは注入色素濃度を求めることができる。

【選択図】 図 7



認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2 0 0 2 - 3 1 8 2 7 8
受付番号	5 0 2 0 1 6 5 2 1 0 9
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0 0 9 0
作成日	平成 1 4 年 1 1 月 1 日

< 認定情報・付加情報 >

【提出日】	平成14年10月31日
-------	-------------

次頁無

特願 2 0 0 2 - 3 1 8 2 7 8

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 2 3 0 9 6 2 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 2 8 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都新宿区西落合 1 丁目 3 1 番 4 号

氏 名

日本光電工業株式会社